

H02126505

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年12月26日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-378309

[ST.10/C]:

[JP2002-378309]

出 願 人

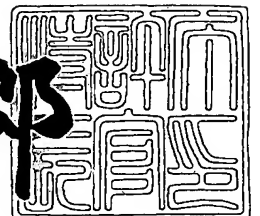
Applicant(s):

日本コーリン株式会社

2003年 3月24日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3018838

【書類名】 特許願

【整理番号】 NP200262

【あて先】 特許庁長官殿

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 日本コーリン株式会社内

 【氏名】 鈴木 英範

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 日本コーリン株式会社内

 【氏名】 山西 昭夫

【特許出願人】

 【識別番号】 390014362

 【氏名又は名称】 日本コーリン株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100085361

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 池田 治幸

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 007331

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

 【包括委任状番号】 9715260

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 圧脈波センサおよび圧脈波解析装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 圧電性樹脂からなり、生体からの脈波を検出するために該生体の体表面に装着させられる帯状の可撓性圧電シートが、その幅方向に複数枚配列された状態で、可撓性シートに一体的に固定されていることを特徴とする圧脈波センサ。

【請求項 2】 前記可撓性シートが伸縮性も有することを特徴とする請求項 1 に記載の圧脈波センサ。

【請求項 3】 圧電性樹脂からなり、生体からの脈波を検出するために該生体の体表面に向かって押圧させられる帯状の可撓性圧電シートが、その幅方向に複数枚配列された状態で、弾性基材に一体的に固定されていることを特徴とする圧脈波センサ。

【請求項 4】 請求項 1 乃至 3 に記載の圧脈波センサと、

該圧脈波センサに備えられた複数の圧電シートによりそれぞれ検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波からノイズを除去するために、該最大振幅を有する脈波から他の圧電シートにより検出された脈波を差し引くノイズ除去手段とを含むことを特徴とする圧脈波解析装置。

【請求項 5】 圧電性樹脂からなり、生体からの脈波を検出するために該生体の体表面に装着させられる帯状の可撓性圧電シートが、その幅方向に複数配列された第 1 センサ部と、該第 1 センサ部と同様の構造を有して該第 1 センサ部に積層される第 2 センサ部とを備え、該 2 つのセンサ部に備えられている圧電シートの配列方向が互いに直交させられている圧脈波センサと、

前記第 1 センサ部に備えられた複数の圧電シートによりそれぞれ検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波と、前記第 2 センサ部に備えられた複数の圧電シートによりそれぞれ検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波とを合成する脈波合成手段と

を含むことを特徴とする圧脈波解析装置。

【請求項 6】 請求項 5 に記載の圧脈波解析装置であって、

前記第 1 センサ部に備えられた複数の圧電シートによりそれぞれ検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波からノイズを除去するために、該最大振幅を有する脈波から第 1 センサ部の他の圧電シートにより検出された脈波を差し引くとともに、前記第 2 センサ部に備えられた複数の圧電シートによりそれぞれ検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波からノイズを除去するために、該最大振幅を有する脈波から第 2 センサ部の他の圧電シートにより検出された脈波を差し引くノイズ除去手段を更に備え、

前記脈波合成手段により合成される脈波は、該ノイズ除去手段によりノイズが除去された後の脈波であることを特徴とする圧脈波解析装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体の体表面上から脈波を検出する圧脈波センサ、特に、脈波を検出する感圧部分が二次元状に形成されている圧脈波センサ、およびその圧脈波センサから検出される脈波を解析する解析装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

生体の体表面に装着されて、体表面上から圧脈波を検出する形式の圧脈波センサとして、感圧部分が二次元状に形成されている圧脈波センサが知られている（たとえば、特許文献 1 参照）。体表面上から圧脈波を検出する形式の圧脈波センサの場合、動脈など目的とする信号の発生源の真上に感圧部分を配置する必要がある。感圧部分が一次元状に形成されている場合には、センサの適切な装着範囲が狭いので、圧脈波センサを適切な装着位置に位置させることが比較的難しいが、感圧部分が二次元状に形成されていると、センサの適切な装着範囲が広くなるので、圧脈波センサを容易に適切な位置に位置させることができる。

【0003】

【特許文献 1】

特許第 3 0 6 2 2 0 2 号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、特許文献 1 に記載された装置は、シリコン単結晶の基板の表面が押圧面とされているため、押圧面が体表面の凹凸形状に適合しにくい。そのため、その押圧面に配列されている感圧素子（感圧部分）により検出される脈波の精度が不十分であった。

【0 0 0 5】

本発明は以上の事情を背景として為されたもので、その目的とするところは、生体の体表面上から、精度の良い脈波を得ることができる圧脈波センサおよび圧脈波解析装置を提供することにある。

【0 0 0 6】

【課題を解決するための第 1 の手段】

上記目的を達成するための第 1 発明は、圧電性樹脂からなり、生体からの脈波を検出するためにその生体の体表面に装着させられる帯状の可撓性圧電シートが、その幅方向に複数枚配列された状態で、可撓性シートに一体的に固定されていることを特徴とする圧脈波センサである。

【0 0 0 7】

【第 1 発明の効果】

この発明によれば、複数の圧電シートは可撓性であり、且つ、可撓性シートに一体的に固定されていることから、圧電シートは体表面の凹凸形状に適合した状態で体表面に装着される。従って、各圧電シートから、体表面の変位を正確に表した脈波が検出される。また、その複数枚の圧電シートを結合させたような一枚の大きな圧電シートでは、広い範囲の変位の総量を表す脈波が検出されるため、目的の信号源の脈波以外の変位が含まれ易いが、この発明によれば、帯状とされた複数の圧電シートがその幅方向に配列されているので、各圧電シートには、そのような一枚の大きな圧電シートにより検出される脈波よりも局所的な変位が検出され、脈波の発生源の真上に位置する圧電シートには、一枚の大きな圧電シートにより検出される脈波よりも、目的の信号源からの脈波を正確に反映した脈波が検出される。

【0 0 0 8】

【第 1 発明の他の態様】

ここで、好ましくは、前記圧脈波センサの可撓性シートは、伸縮性も有するものである。このようにすれば、可撓性シートが体表面の凹凸形状により適合させられ易くなることから、可撓性シートに固定され体表面に向かって押圧させられる圧電シートが、より体表面の凹凸形状に適合させられる。従って、圧電シートからより正確な脈波が検出される。

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための第 2 の手段】

また、前記目的を達成するための第 2 発明は、圧電性樹脂からなり、生体からの脈波を検出するためにその生体の体表面に向かって押圧させられる帯状の可撓性圧電シートが、その幅方向に複数枚配列された状態で、弾性基材に一体的に固定されていることを特徴とする圧脈波センサである。

【 0 0 1 0 】

【第 2 発明の効果】

この発明によれば、複数の圧電シートは可撓性であり、また、圧脈波センサが体表面に向かって押圧させられている状態では、各圧電シートは弾性基材の弾性回復力によって体表面方向に押圧されるので、各圧電シートは体表面の凹凸形状に適合させられる。従って、各圧電シートから、体表面の変位や生体組織内の圧力変化を正確に表した脈波が検出される。また、その複数枚の圧電シートを結合させたような一枚の大きな圧電シートでは、広い範囲の変位の総量を表す脈波が検出されるため、目的の信号源の脈波以外の変位が含まれやすいが、この発明によれば、帯状とされた複数の圧電シートがその幅方向に配列されているので、各圧電シートには、そのような一枚の大きな圧電シートにより検出される脈波よりも局所的な変位が検出され、脈波の発生源の真上に位置する圧電シートには、一枚の大きな圧電シートにより検出される脈波よりも、目的の信号源からの脈波を正確に反映した脈波が検出される。

【 0 0 1 1 】

【課題を解決するための第 3 の手段】

また、前記目的を達成するための第 3 発明は、前記第 1 発明または第 2 発明の

圧脈波センサの各圧電シートによりそれぞれ検出される脈波を演算処理してノイズを除去し、さらに正確な脈波を得る圧脈波解析装置である。すなわち、第3発明は、前記圧脈波センサと、その圧脈波センサに備えられた複数の圧電シートによりそれぞれ検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波からノイズを除去するために、その最大振幅を有する脈波から他の圧電シートにより検出された脈波を差し引くノイズ除去手段とを含むことを特徴とする圧脈波解析装置である。

【0012】

【第3発明の効果】

筋肉の動きなどによるノイズは、広い範囲で同様に検出されることから、このように、目的とする信号成分を最も多く含んでいる脈波である最大振幅を有する脈波から、他の圧電シートにより検出された脈波を引くと、ノイズの少ない正確な脈波を得ることができる。

【0013】

【課題を解決するための第4の手段】

前記目的を達成するための第4発明は、(a)圧電性樹脂からなり、生体からの脈波を検出するためにその生体の体表面に装着させられる帯状の可撓性圧電シートが、その幅方向に複数配列された第1センサ部と、その第1センサ部と同様の構造を有してその第1センサ部に積層される第2センサ部とを備え、その2つのセンサ部に備えられている圧電シートの配列方向が互いに直交させられている圧脈波センサと、(b)前記第1センサ部に備えられた複数の圧電シートによりそれぞれ検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波と、前記第2センサ部に備えられた複数の圧電シートによりそれぞれ検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波とを合成する脈波合成手段とを含むことを特徴とする圧脈波解析装置である。

【0014】

【第4発明の効果】

この発明によれば、第1センサ部に備えられている複数の圧電シートのうち最も目的とする信号成分を多く含んでいる脈波と、第2センサ部に備えられている複数の圧電シートのうち最も目的とする信号成分を多く含んでいる脈波とが合成されるので、目的とする脈波をより正確に表している脈波を得ることができる。

【 0 0 1 5 】

【第 4 発明の他の態様】

ここで、前記圧脈波解析装置は、前記第 1 センサ部に備えられた複数の圧電シートによりそれぞれ検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波からノイズを除去するために、その最大振幅を有する脈波から第 1 センサ部の他の圧電シートにより検出された脈波を差し引くとともに、前記第 2 センサ部に備えられた複数の圧電シートによりそれぞれ検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波からノイズを除去するために、その最大振幅を有する脈波から第 2 センサ部の他の圧電シートにより検出された脈波を差し引くノイズ除去手段を更に備え、前記脈波合成手段により合成される脈波は、そのノイズ除去手段によりノイズが除去された後の脈波である。このようにすれば、より一層目的とする脈波を正確に表している脈波を得ることができる。

【 0 0 1 6 】

【発明の好適な実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。図 1 は、本発明が適用された圧脈波センサ 10 の構成を説明する斜視図である。

【 0 0 1 7 】

図 1 の圧脈波センサ 10 は、第 1 センサ部 12 と、その第 1 センサ部 12 と同一の構造を有する第 2 センサ部 14 とを備えている。第 1 センサ部 12 は、複数（図 1 では 5 枚）の帯状の圧電シート 16 が、その幅方向に平行に配列されており、それら 5 つの圧電シート 16 は、平面形状が略正方形の可撓性シート 18 に貼り付けられることにより一体化させられている。なお、圧電シート 16 間には、他の圧電シート 16 からのクロストークを防止するために、その圧電シート 16 の幅方向長さよりも十分に小さい一定の間隔 d が設けられている。

【 0 0 1 8 】

上記圧電シート 16 には、たとえば、ポリフッ化ビニリデン、ポリフッ化ビニリデンとトリフルオロエチレンあるいはテトラフルオロエチレンとの共重合体などのよく知られた圧電性高分子をシート状とすることにより、脆性破壊をしないほどに柔軟な可撓性を持たせたものを用いる。また、可撓性シート 18 は、脆性

破壊をしないような柔軟性を有し、さらに、伸縮性も有するような材質、たとえば、塩化ビニルにより構成される。

【 0 0 1 9 】

各圧電シート 1 6 には、一对の電極 2 0 が挿入されている。その一对の電極 2 0 は、図 2 に示すように、圧電シート 1 6 の幅方向の側面から、その圧電シート 1 6 の長手方向に平行に、他方の幅方向側面付近まで挿入されている。

【 0 0 2 0 】

第 2 センサ部 1 4 も第 1 センサ部 1 2 と同じ構造を有しているが、第 2 センサ部 1 4 は、その 2 つのセンサ部 1 2、1 4 に備えられている圧電シート 1 6 を互いに直交させるために、第 1 センサ部 1 2 に対して水平方向に 9 0 度回転させられた位置とされ、その状態で第 1 センサ部 1 2 と第 2 センサ部 1 4 とが積層され、第 1 センサ部 1 2 の可撓性シート 1 8 の上面（圧電シート 1 6 が固定されている側とは反対側の面）と、第 2 センサ部 1 4 の圧電シート 1 6 の下面とが接着させられることにより圧脈波センサ 1 2 が構成される。

【 0 0 2 1 】

このように構成された圧脈波センサ 1 0 を生体に装着する方法としては、たとえば、心電図用の電極を生体に貼り付ける際に使用する粘着剤を用いて貼り付ける方法や、生体の所定部位に圧脈波センサ 1 0 を位置させた状態でその部位にバンドを巻き付ける方法などを用いる。生体の所定部位、たとえば手首に圧脈波センサ 1 0 が装着されると、橈骨動脈波など生体内において発生して体表面に伝達される脈波により各圧電シート 1 6 には変位が生じ、各圧電シート 1 6 の電極 2 0 間には、その変位すなわち各圧電シート 1 6 に伝達された脈波に応じた電位差が生じる。

【 0 0 2 2 】

図 3 は、圧脈波センサ 1 0 により検出される脈波の一例を示す図であり、図 3 (a) は第 2 センサ部 1 4 に備えられている各圧電シート 1 6 により検出される脈波であり、図 3 (b) は第 1 センサ部 1 2 に備えられている各圧電シート 1 6 により検出される脈波を示す。なお、図 3 の A1, ..., A5、B1, ..., B5 は、図 1 に示す各圧電シート 1 6 に対応する。

【 0 0 2 3 】

図 3 にも示すように、図 1 の圧脈波センサ 1 0 を用いると、複数の圧電シート 1 6 からそれぞれ脈波が検出される。その中で最も振幅の大きい脈波が、最も生体内の脈波発生源の真上に近い部位で検出された脈波となるので、たとえば、図 3 に示す複数の脈波が得られた場合には、A3 または B3 の脈波が最も目的とする脈波成分を多く含んでいることになる。従って、圧脈波センサ 1 0 により検出される脈波を診断に用いる場合には、図 3 の例の場合には、A3 または B3 の脈波を用いると最も信頼性のある診断結果が得られることになる。

【 0 0 2 4 】

図 4 は、上記圧脈波センサ 1 0 を備えた圧脈波解析装置 2 2 の構成を説明するブロック図である。圧脈波解析装置 2 2 は、圧脈波センサ 1 0、マルチプレクサ 2 4、A/D 変換器 2 6、および電子制御装置 2 8 を備えている。なお、この圧脈波解析装置 2 2 は、脈波の形状に基づいて患者を診断する装置や、脈波伝播速度に基づいて患者を診断するために、立ち上がり点やピークなどの脈波の特徴点を決定する装置の一部として使用される。

【 0 0 2 5 】

圧脈波センサ 1 0 が生体の所定部位に装着されると、圧脈波センサ 1 0 に備えられた各圧電シート 1 6 は、生体内で発生して体表面に伝達される脈波を表す脈波信号 SM をそれぞれ出力する。マルチプレクサ 2 4 は、電子制御装置 2 8 からの切替信号 SC に従って、圧脈波センサ 1 0 に備えられている 1 0 枚の圧電シート 1 6 からそれぞれ出力される脈波信号 SM を、所定の時間ずつ順次、A/D 変換器 2 6 へ供給する。A/D 変換器 2 6 は、マルチプレクサ 2 4 から順次供給される圧脈波信号 SM をデジタル信号に変換して電子制御装置 2 8 へ供給する。

【 0 0 2 6 】

電子制御装置 2 8 は、CPU 3 0、ROM 3 2、RAM 3 4 等を備えた所謂マイクロコンピュータであり、CPU 3 0 は ROM 3 2 に記憶されたプログラムに従いつつ RAM 3 4 の記憶機能を利用して信号処理を実行することにより、各圧電シート 1 6 により検出された脈波の決定、第 1 センサ部 1 2 に設けられている各圧電シート 1 6 により検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波（以下、こ

の脈波を第 1 最大振幅脈波という) の決定、第 2 センサ部 1 4 に設けられている各圧電シート 1 6 により検出される脈波のうち最大振幅を有する脈波(以下、この脈波を第 2 最大振幅脈波という) の決定、第 1 最大振幅脈波および第 2 最大振幅脈波からのノイズの除去、ノイズ除去後の第 1 最大振幅脈波および第 2 最大振幅脈波の合成等を行う。

【 0 0 2 7 】

図 5 は、CPU 3 0 の制御機能の要部を説明するフローチャートである。図 5 において、ステップ(以下、ステップを省略する) S 1 では、A/D 変換器 2 6 から供給される脈波信号 SM を所定のサンプリング周期毎に読み込む。続く S 2 では、S 1 において逐次読み込んだ脈波信号 SM を切替周期 SC に基づいて振り分けることにより、圧脈波センサ 1 0 に備えられている各圧電シート 1 6 によりそれぞれ検出されている脈波を再現する。続く S 3 では、一拍分の脈波が再現されたか否かを判断する。

【 0 0 2 8 】

S 3 の判断が否定された場合には、前記 S 1 以下を繰り返し実行する。一方、S 3 の判断が肯定された場合には、続く S 4 において、第 1 センサ部 1 2 の各圧電シート 1 6 によりそれぞれ検出された脈波のうち、最大振幅を有する脈波すなわち第 1 最大振幅脈波を決定する。たとえば、前述の図 3 (b) に例示した 5 つの脈波が検出された場合には、B3 の圧電シート 1 6 により検出された脈波を第 1 最大振幅脈波に決定する。この第 1 最大振幅脈波は、動脈などの目的とする信号源の直上部に位置し、第 1 センサ部 1 2 の各圧電シート 1 6 によりそれぞれ検出された脈波のうち、最もその動脈からの脈波を表す成分を多く含んでいると考えられる脈波である。

【 0 0 2 9 】

そして、続く S 5 では、第 1 最大振幅脈波を検出した圧電シート 1 6 から最も遠い圧電シート 1 6 により検出された脈波を、第 1 センサ部 1 2 の各圧電シート 1 6 によりそれぞれ検出された脈波のうち、ノイズ成分を最も高い割合で含んでいる脈波(以下、この脈波を第 1 ノイズ脈波という) に決定する。筋肉の動きなどのノイズは広い範囲で同様に検出されることから、ノイズは各圧電シート 1 6

により検出される各脈波に同程度含まれているが、目的とする信号は信号源から遠ざかるほど小さくなるので、第 1 最大振幅脈波を検出した圧電シート 1 6 から最も遠い圧電シート 1 6 により検出された脈波が、最もノイズ成分を高い割合で含んでいると考えられるのである。たとえば、図 3 (b) の例の場合には、B1 または B5 の圧電シート 1 6 により検出された脈波を第 1 ノイズ脈波に決定することになる。そのように、圧電シート 1 6 間の距離だけでは、第 1 ノイズ脈波として脈波の候補が 2 つある場合には、圧電シート 1 6 間の距離以外の予め設定された条件（たとえば、振幅が小さい方）により、いずれを第 1 ノイズ脈波とするかを決定する。

【 0 0 3 0 】

続く S 6 では、S 4 で決定した第 1 最大振幅脈波から S 5 で決定した第 1 ノイズ脈波を引くことにより、第 1 最大振幅脈波から目的の信号成分以外のノイズ成分を除去する。

【 0 0 3 1 】

続いて、S 7 乃至 S 9 において、第 2 センサ部 1 4 についても同様に、最大振幅を有する脈波、すなわち第 2 最大振幅脈波、およびノイズ成分を最も多く含んでいる脈波、すなわち第 2 ノイズ脈波を決定する。

【 0 0 3 2 】

まず、S 7 では、第 2 センサ部 1 4 の各圧電シート 1 6 によりそれぞれ検出された脈波の振幅を比較して、最大振幅を有する脈波すなわち第 2 最大振幅脈波を決定する。たとえば、図 3 (a) に例示した 5 つの脈波が検出された場合には、A3 の圧電シート 1 6 により検出された脈波を第 2 最大振幅脈波に決定する。続く S 8 では、第 2 最大振幅脈波を検出した圧電シート 1 6 から最も遠い圧電シート 1 6 により検出された脈波を、第 2 センサ部 1 4 の各圧電シート 1 6 によりそれぞれ検出された脈波のうちノイズ成分を最も多く含んでいる脈波、すなわち第 2 ノイズ脈波に決定する。なお、第 1 ノイズ脈波の場合と同様に、圧電シート 1 6 間の距離だけでは、第 2 ノイズ脈波として脈波の候補が 2 つある場合には、圧電シート 1 6 間の距離以外の予め設定された条件（たとえば、振幅が小さい方）により、いずれを第 2 ノイズ脈波とするかを決定する。図 5 に示したフローチャート

では、S 4 乃至 S 9 がノイズ除去手段に相当する。

【 0 0 3 3 】

続く S 1 0 は脈波合成手段に相当し、S 6 でノイズを除去した第 1 最大振幅脈波と、S 9 でノイズを除去した第 2 最大振幅脈波とを合成する。両脈波を合成した合成波は、たとえば、両脈波の加算平均または積算などにより得る。なお、両脈波を加算平均して得た合成波は、目的とする信号成分を正確に表している脈波であるのに対し、両脈波を積算して得た合成波は、ピークなどの特徴部分が強調されるので、加算平均して得た合成波ほど目的とする信号成分の波形を正確に表していないが、特徴点を明確に決定できる。従って、合成方法は、脈波の利用方法により適宜決定される。

【 0 0 3 4 】

上述した圧脈波センサ 1 0 によれば、複数の圧電シート 1 6 は可撓性であり、且つ、可撓性シート 1 8 に一体的に固定されていることから、圧電シート 1 6 は体表面の凹凸形状に適合した状態で体表面に装着される。従って、各圧電シート 1 6 から、体表面の変位を正確に表した脈波が検出される。また、その複数枚の圧電シート 1 6 を結合させたような一枚の大きな圧電シートでは、広い範囲の変位の総量を表す脈波が検出されるため、目的の信号源の脈波以外の変位が含まれ易いが、上述の圧脈波センサ 1 0 によれば、帯状とされた複数の圧電シート 1 6 がその幅方向に配列されているので、各圧電シート 1 6 には、そのような一枚の大きな圧電シートにより検出される脈波よりも局所的な変位が検出される。従って、脈波の発生源の真上に位置する圧電シート 1 6 には、一枚の大きな圧電シートにより検出される脈波よりも、目的の信号源からの脈波を正確に反映した脈波が検出される。

【 0 0 3 5 】

また、上述の圧脈波センサ 1 0 の可撓性シート 1 8 は伸縮性も有するので、可撓性シート 1 8 が体表面の凹凸形状により適合させられ易くなることから、可撓性シート 1 8 に固定され体表面に向かって押圧させられる圧電シート 1 6 が、より体表面の凹凸形状に適合させられる。従って、圧電シート 1 6 からより正確な脈波が検出される。

【 0 0 3 6 】

また、上述の圧脈波解析装置 2 2 によれば、第 1 センサ部 1 2 に備えられている複数の圧電シート 1 6 のうち最も目的とする信号成分を多く含んでいる第 1 最大振幅脈波と、第 2 センサ部 1 4 に備えられている複数の圧電シート 1 6 のうち最も目的とする信号成分を多く含んでいる 2 最大振幅脈波とが合成されるので、目的とする脈波をより正確に表している脈波を得ることができる。

【 0 0 3 7 】

さらに、上述の圧脈波解析装置 2 2 によれば、目的とする信号成分を最も多く含んでいる第 1 最大振幅脈波および第 2 最大振幅脈波から、ノイズ成分を最も高い割合で含んでいる第 1 ノイズ脈波または第 2 ノイズ脈波が差し引かれて、ノイズの少ない正確な脈波とされた後に、ノイズ除去後の第 1 最大振幅脈波と第 2 最大振幅脈波とが合成されるので、より一層目的とする脈波を正確に表している脈波を得ることができる。

【 0 0 3 8 】

次に、本発明を適用した他の圧脈波センサ 4 0 を説明する。図 6 は、その圧脈波センサ 4 0 の構成を説明する斜視図である。図 6 に示す圧脈波センサ 4 0 は、平面形状が略正方形のセンサ部 4 2、そのセンサ部 4 2 と略同じ平面形状を有する弾性基材 4 4 および比較的硬質の基板 4 6 が、その順に積層されて、それらセンサ部 4 2、弾性基材 4 4、基板 4 6 間が接着されて一体化させられた構造を有している。

【 0 0 3 9 】

センサ部 4 2 は、前述の圧脈波センサ 1 0 の第 1 センサ部 1 2 から可撓性シート 1 8 を取り除いた構造を有する第 1 センサ部 4 8 と、その第 1 センサ部 4 8 と同一の構造を有し、第 1 センサ部 4 8 を水平面内において 9 0 度回転させた配置とされている第 2 センサ部 5 0 とから構成されており、第 1 センサ部 4 8 と第 2 センサ部 5 0 とは互いに積層された状態で接着させられている。

【 0 0 4 0 】

第 2 センサ部 5 0 の上面（第 1 センサ部 4 8 側とは反対側の面）に積層されている弾性基材 4 4 は、スポンジ、ゴム、ゲルなど弾性反発力を有する材料が用い

られ、その厚みは、圧電シート 1 6 の厚みよりも十分に厚くされている。一方、弾性基材 4 4 の上面（第 2 センサ部 5 0 とは反対側の面）に積層されている基板 4 6 は、比較的弾性変形が少なくなるように、硬質樹脂などにより構成されるとともに、その厚みは圧電シート 1 6 よりも十分に厚くされている。

【 0 0 4 1 】

図 7 は、上記圧脈波センサ 4 0 が生体の所定部位の体表面上に装着された状態を示す図である。圧脈波センサ 4 0 は、装着バンド 5 2 により生体の所定部位に装着される。装着バンド 5 2 により圧脈波センサ 4 0 が装着されると、センサ部 4 2 を構成する各圧電シート 1 6 は、生体の体表面 5 4 に向かって押圧させられ、その状態で動脈 5 6 において発生して体表面に伝達される変位や生体組織内の圧力変化が各圧電シート 1 6 から検出される。

【 0 0 4 2 】

この圧脈波センサ 4 0 では、複数の圧電シート 1 6 は可撓性であり、また、圧脈波センサ 4 0 が体表面 5 4 に向かって押圧させられている状態では、各圧電シート 1 6 は弾性基材 4 4 の弾性回復力によって体表面方向に押圧されるので、各圧電シート 1 6 は体表面の凹凸形状に適合させられる。従って、各圧電シート 1 6 から、体表面の変位や生体組織内の圧力変化を正確に表した脈波が検出される。また、その複数枚の圧電シート 1 6 を結合させたような一枚の大きな圧電シートでは、広い範囲の変位の総量を表す脈波が検出されるため、目的の信号源の脈波以外の変位が含まれやすいが、この圧脈波センサ 4 0 では、帯状とされた複数の圧電シート 1 6 がその幅方向に配列されているので、各圧電シート 1 6 には、そのような一枚の大きな圧電シートにより検出される脈波よりも局所的な変位が検出され、脈波の発生源（動脈 5 6）の真上に位置する圧電シート 1 6 には、一枚の大きな圧電シートにより検出される脈波よりも、目的の動脈 5 6 からの脈波を正確に反映した脈波が検出される。

【 0 0 4 3 】

以上、本発明の実施形態を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【 0 0 4 4 】

たとえば、前述の圧電シート 1 6 は、幅方向側面に一対の電極 2 0 が設けられていたが、上面および下面に一対の電極 2 0 が設けられていてもよい。

【 0 0 4 5 】

また、前述した図 5 のフローチャートでは、S 4 および S 7 で決定した第 1 最大振幅脈波および第 2 最大振幅脈波から、第 1 または第 2 ノイズ脈波を引くことによりノイズ成分を除去した後に、両脈波を合成しているが、診断においてノイズ成分が問題とならない場合には、S 4 および S 7 で決定した第 1 最大振幅脈波および第 2 最大振幅脈波を直接合成してもよい。

【 0 0 4 6 】

また、前述した図 5 のフローチャートでは、第 1 または第 2 最大振幅脈波からノイズ成分を除去するための第 1 または第 2 ノイズ脈波は、第 1 または第 2 最大振幅脈波を検出した圧電シート 1 6 から最も遠い圧電シート 1 6 により検出された脈波としていたが、ノイズ成分は各圧電シート 1 6 により検出される脈波に様に含まれていると考えられるので、他の圧電シート 1 6 により検出される脈波がノイズ脈波として最大振幅脈波から差し引かれてもよい。

【 0 0 4 7 】

また、前述の圧脈波センサ 1 0 では、第 1 センサ部 1 2 の可撓性シート 1 8 の上面と第 2 センサ部 1 4 の圧電シート 1 6 の下面とは接着させられていたが、接着せずに摩擦係数の少ないシートを介在させてもよい。このようにすると、第 1 センサ部 1 2 と第 2 センサ部 1 4 との間の摩擦により生じるノイズが少なくなるので、各圧電シート 1 6 により検出される脈波に含まれるノイズが少なくなる。

【 0 0 4 8 】

なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明が適用された圧脈波センサの構成を説明する斜視図である。

【図 2】

図 1 の圧電シートに備えられている圧電シートの斜視図である。

【図 3】

圧脈波センサにより検出される脈波の一例を示す図であり、(a)は第2センサ部に備えられている各圧電シートにより検出される脈波であり、(b)は第1センサ部に備えられている各圧電シートにより検出される脈波を示す。

【図 4】

圧脈波センサを備えた圧脈波解析装置の構成を説明するブロック図である。

【図 5】

図 4 の C P U の制御機能の要部を説明するフローチャートである。

【図 6】

図 1 とは別の圧脈波センサの構成を説明する斜視図である。

【図 7】

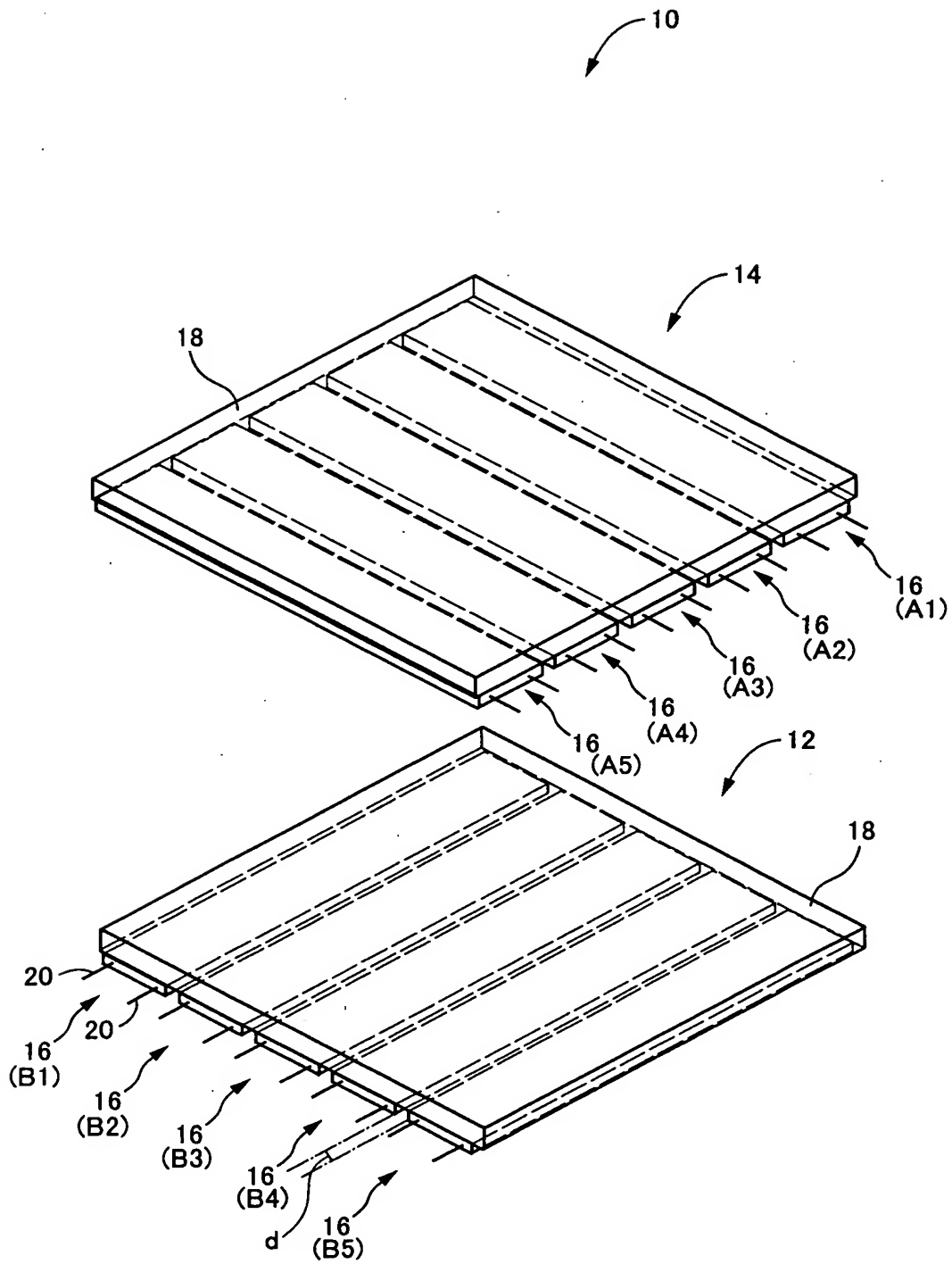
図 6 の圧脈波センサが生体の所定部位に装着された状態を示す図である。

【符号の説明】

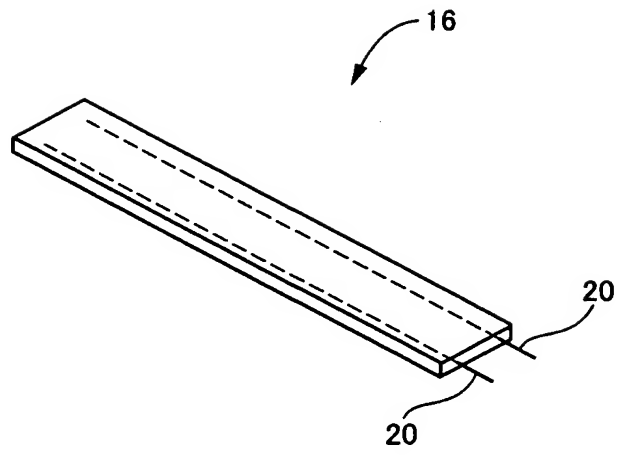
- 1 0 : 圧脈波センサ
- 1 2 : 第 1 センサ部
- 1 4 : 第 2 センサ部
- 1 6 : 圧電シート
- 1 8 : 可撓性シート
- 2 2 : 圧脈波解析装置
- 4 0 : 圧脈波センサ
- 4 4 : 弾性基材
- 4 8 : 第 1 センサ部
- 5 0 : 第 2 センサ部

【書類名】 図面

【図 1】

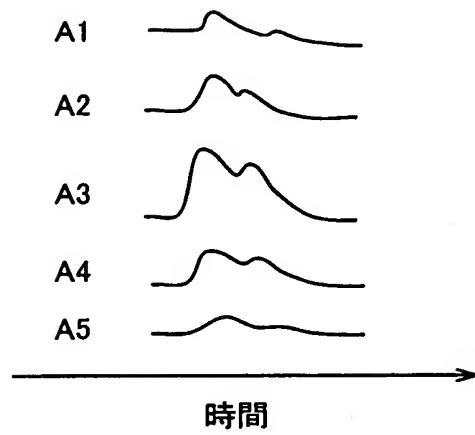


【図 2】

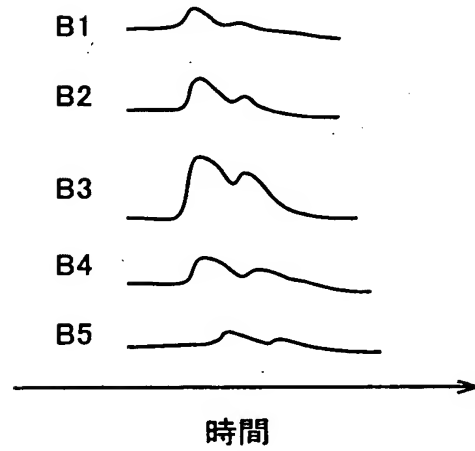


【図 3】

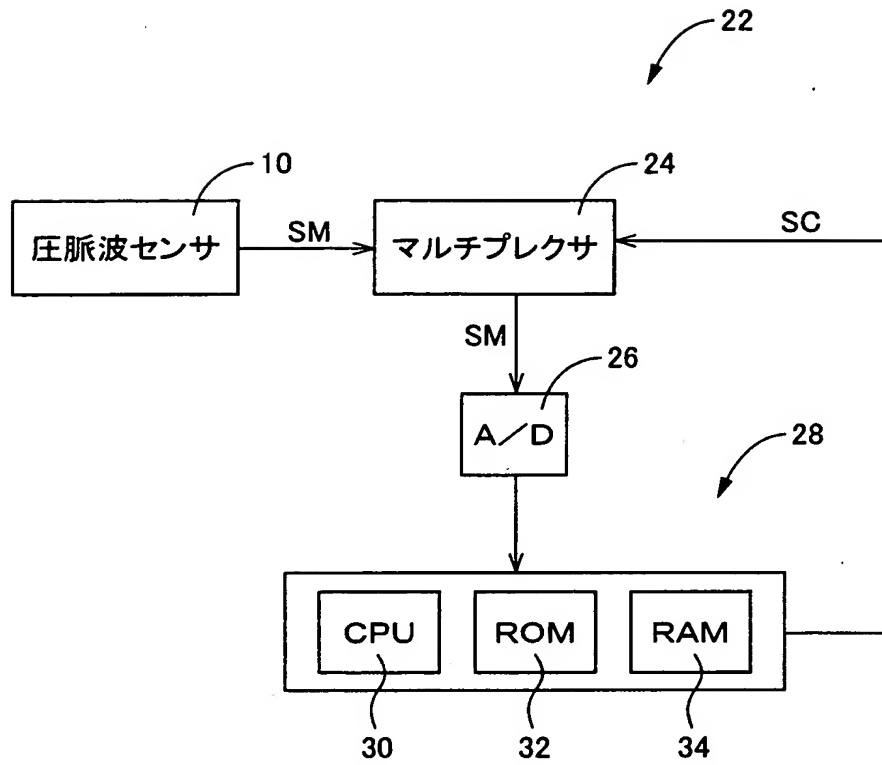
(a)



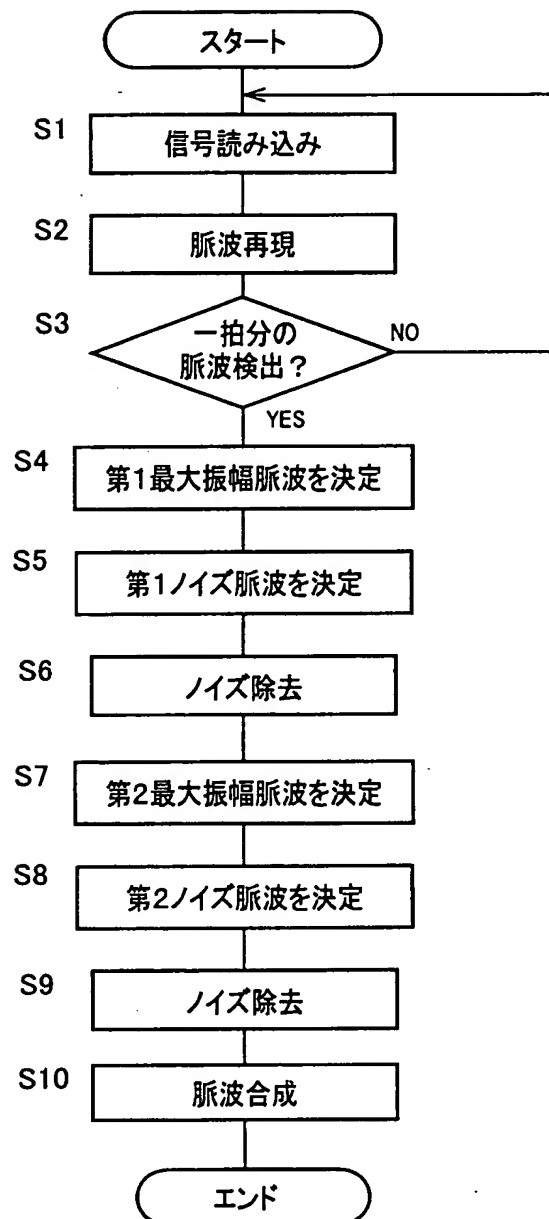
(b)



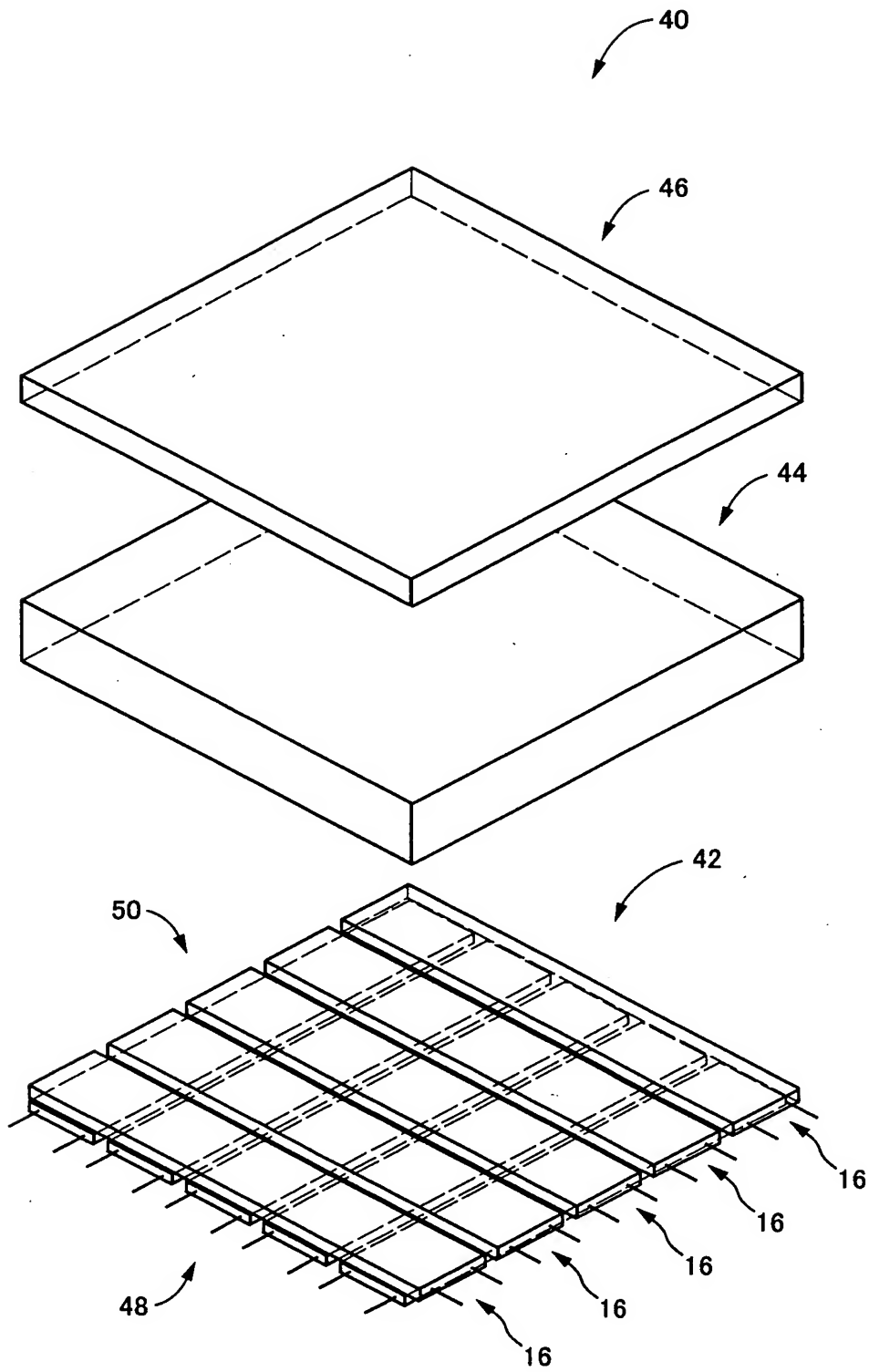
【図 4】



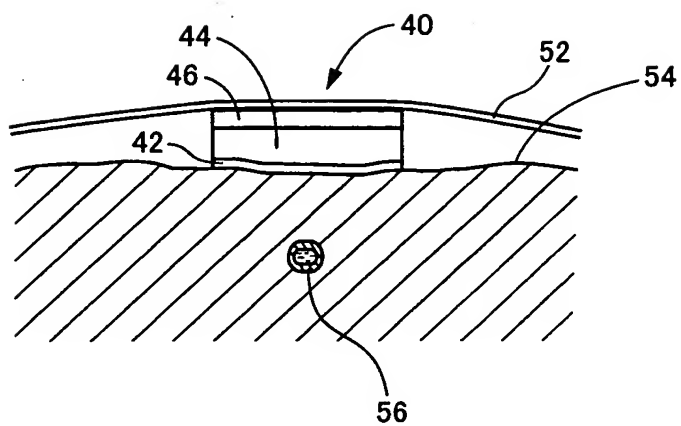
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】

要約書

【要約】

【目的】 生体の体表面上から、精度の良い脈波を得ることができる圧脈波センサを提供する。

【解決手段】 ポリフッ化ビニリデンなどの圧電性樹脂からなり、生体からの脈波を検出するために体表面に装着させられる帯状の圧電シート 1 6 をその幅方向に複数枚配列させた状態で、それら複数枚の圧電シート 1 6 を可撓性シート 1 8 に一体的に固定した第 1 センサ部 1 2 と、その第 1 センサ部 1 2 と同一の構造を有し、第 1 センサ部 1 2 に対して水平面内で 9 0 度回転させた第 2 センサ部 1 4 とを積層して圧脈波センサ 1 0 とする。このようにすると、圧電シート 1 6 は体表面の凹凸形状に適合した状態で体表面に装着され、また、それら複数枚の圧電シート 1 6 を結合させたような一枚の大きな圧電シートよりも局所的な変位が検出されるので、目的の信号源からの脈波を正確に反映した脈波を検出することができる。

【選択図】

図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2002-378309
受付番号	50201979524
書類名	特許願
担当官	第八担当上席 0097
作成日	平成15年 1月 6日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成14年12月26日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [390014362]

1. 変更年月日	1993年 1月22日
[変更理由]	名称変更
住 所	愛知県小牧市林2007番1
氏 名	日本コーリン株式会社